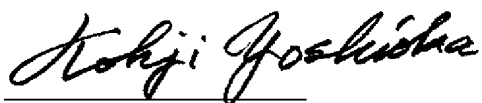


Verification of Translation

Re: Japanese Patent Application No. 2003-393305

I, Kohji Yoshioka of KN Bldg. 7-22-27, Nishishinjuku, Shinjuku-ku, Tokyo, Japan do hereby declare:

- that I am conversant with the Japanese and the English languages and,
- that I am the translator of the documents attached and,
- certify that to the best of my knowledge and belief the following is a true and correct translation of the specification which accompanied Japanese Patent Application No. 2003-393305 in the name of Hitachi Medical Corporation.



Kohji Yoshioka

Date: June 9, 2009

[Name of Document] Application for Patent

(Application No. 2003-393305)

[Date of Filing] November 25, 2003

[Addressee] Commissioner of the Patent Office

[Int. Cl.] A61B 8/00

[Inventor]

[Address] c/o Hitachi Medical Corporation, 1-1-14,
Uchikanda, Chiyoda-ku, Tokyo

[Name] Kouji WAKI

[Inventor]

[Address] c/o Hitachi Medical Corporation, 1-1-14,
Uchikanda, Chiyoda-ku, Tokyo

[Name] Takashi OSAKA

[Applicant for Patent]

[Id. No.] 000153498

[Name] Hitachi Medical Corporation

[Representative] Hiroshi INOMATA

[Name of Document] CLAIMS

[Claim 1]

An ultrasonic diagnostic apparatus comprising: a tomographic image structuring unit that transmits ultrasonic waves to an object from a probe, receives reflected echo signal corresponding to transmission of the ultrasonic waves, and structures a tomographic image; an elastic image structuring unit that measures a displacement of the tissue of the object on the basis of the reflected echo signal to obtain the amount of strain; and structures a color elastic image; and a display unit that the tomographic image and the color elastic image,

wherein the elastic image structuring unit has a color setting portion that arbitrarily sets a hue of the color elastic image.

[Claim 2]

The ultrasonic diagnostic apparatus according to Claim 1, further comprising: a pressure gauge that detects a pressure between the object and the probe,

wherein the elastic image structuring unit calculates an elastic modulus on the basis of the pressure and the amount of strain, and the color setting portion sets the hue of the color elastic image in accordance with the elastic modulus.

[Claim 3]

The ultrasonic diagnostic apparatus according to Claim 1 or 2, wherein the elastic-image structuring unit has boundary-portion setting means that arbitrarily sets the strain or a boundary portion of the elastic modulus on the color elastic image, and displays the boundary portion.

[Name of Document] SPECIFICATION

[Title of the Invention] ULTRASONIC DIAGNOSTIC APPARATUS

[Technical Field]

[0001]

The present invention relates to an ultrasonic diagnostic apparatus that displays an ultrasonic image of a diagnostic portion of an object with ultrasonic waves, and in particular, to an ultrasonic diagnostic apparatus that displays images on strain or elastic-modulus.

[Background Art]

[0002]

An ultrasonic diagnostic apparatus measures an ultrasonic reflectance of the tissue in an object with ultrasonic waves, and displays a tomographic image of the reflectance of a diagnostic portion with it as luminance. In recent years, in the ultrasonic diagnostic apparatus, the correlation between images is obtained, the amount of motion, e.g., the amount of displacement of the tissue is spatially differentiated, and the strain is measured. Further, a pressure is changed to the tissue as the diagnosis of the tissue to measure the elastic modulus, and strain or elastic modulus is displayed as an image. The image is added with information on the hue of red, blue, and the like, depending on the amount of strain or the elastic modulus of the tissue and is displayed. A hard region of the tissue is mainly

displayed, thereby easily diagnosing the tumor spread or tumor size (e.g., Patent Document 1).

[Patent Document 1] JP 2000-60853 A

[Problems to be Solved by the Invention]

[0003]

However, in the conventional ultrasonic diagnostic apparatus, the color is allocated to the level of the strain or the elastic modulus upon setting the elastic modulus as color images with gradation, and the color allocation is fixedly determined. Therefore, the shape of the tumor is varied depending on individuals, portions, and a condition of the disease. Since the boundary of the best color is different depending on the examined object portion, a boundary portion is not displayed. Further, since a hard region is mainly displayed with emphasis using blue in the ultrasonic diagnostic apparatus, a soft portion is not displayed and both the hard region and the soft portion are not properly observed. As a consequence, it is not identified how the hard region existing around the tumor, such as the cancer, is spread to the size of the tumor. Thus, there is a danger that it is impossible to accurately determine the extirpation range.

[0004]

Then, it is an object of the present invention to accurately display a soft portion, a hard region, and the

level of the elastic modulus with the luminance or hue corresponding to the strain or elastic modulus.

[Means for Solving the Problems]

[0005]

In order to solve the problem, the present invention has the following structure.

[0006]

An ultrasonic diagnostic apparatus comprises: a tomographic image structuring unit that transmits ultrasonic waves to an object from a probe, receives reflected echo signal corresponding to transmission of the ultrasonic waves, and structures a tomographic image; an elastic image structuring unit that measures a displacement of the tissue of the object on the basis of the reflected echo signal to obtain the amount of strain; and structures a color elastic image; and a display unit that the tomographic image and the color elastic image. In the ultrasonic diagnostic apparatus, the elastic image structuring unit has a color setting portion that arbitrarily sets a hue of the color elastic image. The ultrasonic diagnostic apparatus further comprises: a pressure gauge that detects a pressure between the object and the probe. The elastic image structuring unit calculates an elastic modulus on the basis of the pressure and the amount of strain, and the color setting portion sets the hue of the color elastic image in

accordance with the elastic modulus. Further, the elastic-image structuring unit comprises boundary-portion setting means that arbitrarily sets the strain or a boundary portion of the elastic modulus on the color elastic image, and displays the boundary portion.

[Advantages]

[0007]

As described above according to the present invention, an examiner easily finds the tumor by displaying a diagnostic image depending on the luminance or hue corresponding to the strain or elastic modulus.

[Best Mode for Carrying Out the Invention]

[0008]

Hereinbelow, a description will be given of embodiments of the present invention with reference to the attached drawings.

As shown in Fig. 1, an ultrasonic diagnostic apparatus comprises: a probe 2 that comes into contact with an object 1 and is thereby used; a transmitting circuit 3 that repeatedly sends ultrasonic waves to the object 1 via the probe 2 at a time interval; a receiving circuit 4 that receives reflected echo signals on time series generated from the object 1; and a phasing and adding circuit 5 that phases and adds the received reflected echoes and generates RF signal data on time series. Further, the ultrasonic

diagnostic apparatus comprises: a tomographic image structuring unit 6 that structures a gray tomographic image, e.g., a monochrome tomographic image, of the object 1 on the basis of the RF signal data output from the phasing and adding circuit 5; and an elastic image structuring unit 7 that measures the displacement of the tissue of the object 1 from the RF signal data of the phasing and adding circuit 5, obtains elastic data, and structures a color elastic image. Furthermore, the ultrasonic diagnostic apparatus comprises: a switching adder 8 that changes a rate between the monochrome tomographic image and the color elastic image and synthesizes the images; and an image indicator 9 that displays the synthesized images.

[0009]

The probe 2 comprises a plurality of vibrators, and has a function for receiving and transmitting ultrasonic waves via the vibrators to/from the object 1 with electronic beam-scanning. The transmitting circuit 3 has a function for generating transmitting pulses to generate ultrasonic waves by driving the probe 2, and for setting the convergent point of the sent ultrasonic beams with an arbitrary depth. The receiving circuit 4 generates an RF signal by amplifying, with predetermined gain, the reflected echo signals received by the probe 2. The phasing and adding circuit 5 controls the phase by inputting the RF signal amplified by the

receiving circuit 4, forms ultrasonic beams converged at a plurality of convergent points, and generates the RF signal data.

[0010]

The tomographic image structuring unit 6 comprises a signal processing portion 10 and a monochrome scan converter 11. Herein, the signal processing portion 10 receives the RF signal data from the phasing and adding circuit 5, performs signal processing, e.g., gain correction, log compression, detection, edge enhancement, and filtering processing, and obtains tomographic image data. Further, the monochrome scan converter 11 comprises: an A/D converter that converts the tomographic image data from the signal processing portion 10 into a digital signal; a plurality of frame memories that store a plurality of pieces of the converted tomographic image data on time series; and a controller. The monochrome scan converter 11 obtains, as one image, tomographic image frame data in the object 1 stored in the frame memory, and reads the obtained tomographic frame data synchronously to a TV signal.

[0011]

The elastic image structuring unit 7 comprises: an RF signal selecting portion 12; a displacement calculating portion 13; a strain calculating portion 14; an elastic data processing portion 15; and a color scan converter 16, and is

branched at the latter part of the phasing and adding circuit 5. The color scan converter 16 is connected to an operating unit 17, and can control the hue of the elastic image from the operating unit 17. Although not shown, a pressure gauge is attached to the probe 2 having a pressure measuring portion (not shown) that measures a pressure for pressing the probe 2 to the object 1.

[0012]

The RF signal selecting portion 12 comprises a frame memory and a selecting section. The RF signal selecting portion 12 stores, to the frame memory, a plurality of pieces of the RF signal data output from the phasing and adding circuit 5, and selects one set, that is, two pieces of the RF signal frame data from the stored RF signal frame data. For example, the RF signal selecting portion 12 sequentially assures, in the frame memory, the RF signal data on time series generated on the basis of a frame rate of the image by the phasing and adding circuit 5. In accordance with an instruction of the control unit (not shown), RF signal frame data (N) currently-assured is selected by a selecting portion, as first data. Simultaneously, one piece of RF signal frame data (X) is selected from the RF signal frame data (N-1, N-2, N-3, ..., N-M) that have been assured. Herein, reference symbols N, M, and X denote index numbers which are natural numbers and are

added to the RF signal frame data.

[0013]

The displacement calculating portion 13 obtains the displacement of the tissue from one set of the RF signal frame data. For example, the displacement calculating portion 13 performs one-dimensional or two-dimensional correlation processing of one set of the RF signal frame data (N) and (X) selected by the RF signal selecting portion 12, and obtains the displacement or a motion vector of the tissue corresponding to the tomographic image, that is, the distribution of one-dimensional or two-dimensional displacement on the displacement direction and the amount of displacement. Herein, a detecting method of the motion vector includes a block matching method and a gradient method. Further, according to the block matching method, the image is divided into blocks comprising $N \times N$ pixels, attention is paid to the block within an interest region, the block that is the most approximate to the block to which the attention is paid is searched from the previous frames, and a sample value is determined on the basis of the prediction coding, that is, the difference, by referring to the searched block.

[0014]

At this time, strain data can be calculated by spatially differentiating the amount of motion, e.g., the

displacement of the tissue. Further, the data on the elastic modulus can be calculated by dividing the change in pressure by the change in amount of motion. Reference symbol ΔL denotes the displacement measured by the displacement calculating portion 13, and reference symbol ΔP denotes a pressure measured by the pressure measuring portion (not shown). Since strain (S) can be calculated by spatially differentiating ΔL , the strain (S) is obtained by an expression of $S = \Delta L / \Delta X$. Further, Young's modulus Y_m of the elastic modulus data is calculated by an expression of $Y_m = (\Delta P) / (\Delta L / L)$. Since the elastic modulus of the tissue corresponding to the point on the tomographic image can be obtained from the Young's modulus, the two-dimensional elastic image data can be continuously obtained. Note that the Young's modulus is the ratio of a simple strain applied to a substance to a strain caused in generated in parallel with the strain.

[0015]

The elastic data processing portion 15 comprises a frame memory and an image processing section, assures the elastic frame data output on time series from the strain calculating portion 14 to the frame memory, and performs the image processing of the assured frame data with the image processing section in accordance with an instruction of a control unit (not shown).

[0016]

The color scan converter 16 converts the elastic frame data from the elastic data processing portion 15 into hue information in accordance with a color conversion table. That is, the color scan converter 16 converts the elastic frame data into the hue information comprising three primary colors of light, i.e., color codes of R (Red), G (Green), and B (Blue). For example, the color scan converter 16 converts the elastic data with large strain into the red code and simultaneously converts the elastic data with small strain into the blue code. Note that the tones of red (R), green (G), and blue (B) are allocated to 256 steps, and a tone "256" means the display operation with large luminance and, on the other hand, a tone "0" means that the image is not displayed.

[0017]

The switching adder 8 comprises: a frame memory; an image processing section; and an image selecting section. Herein, the frame memory stores tomographic image data from the monochrome scan converter 11 and elastic image data from the color scan converter 16. The image processing section adds and synthesizes the tomographic image data and the elastic image data assured in the frame memory with a setting ratio in accordance with an instruction from the control unit (not shown). Luminance information and hue

information of the pixels of the synthesized image is obtained by adding information on the monochrome tomographic image and information on the color elastic image with the setting ratio. Further, the image selection section selects an image to be displayed on the image indicator 9 from the tomographic image data and the elastic image data in the frame memory and the synthesized image data in the image processing section in accordance with an instruction from the control unit (not shown). Note that the tomographic image and the elastic image may be individually displayed without synthesis.

[0018]

Next, a description is given of the operation of the ultrasonic diagnostic apparatus with the above-mentioned structure. In the ultrasonic diagnostic apparatus 1, the transmitting circuit 3 repeatedly sends ultrasonic waves to the object 1 via the probe 2 that comes into contact with the object 1 at the time interval, the receiving circuit 4 receives the reflected echo signals on time series generated from the object 1, and the RF signal data is generated by phasing and addition. The tomographic image structuring unit 6 generates a gray tomographic image, e.g., a monochrome B-mode image on the basis of the RF signal data. In this case, the scanning operation in a predetermined direction is performed with the probe 2, thereby obtaining

one tomographic image. The elastic image structuring unit 7 generates a color elastic image on the basis of the RF signal data that is phased and added by the phasing and adding circuit 5. The switching adder 8 adds the obtained monochrome tomographic image and the color elastic image and generates the synthesized image thereof. Herein, a description is given of an example of processing of the switching adder 8 according to the embodiments.

[0019]

Hereinbelow, the tomographic image data input to the tomographic image structuring unit 6 is tomographic image data i, j and tomographic image data input to the elastic image structuring unit 7 is elastic image data i, j . Subscripts i and j denote coordinates of data components. As mentioned above, the tomographic image data and the elastic image data include the luminance information and the coordinate information, corresponding to the image display operation.

[0020]

First, the tomographic image data having monochrome luminance information is converted into the hue information. When the tomographic image data after conversion has the same bit length as that of the monochrome luminance information, hue data of the converted tomographic image data, i.e., three primary-color (R, G, B) data of light can

be expressed by the following Expression 1.

(Expression 1)

(Tomographic image data R) i, j = (Tomographic image data) i, j

(Tomographic image data G) i, j = (Tomographic image data) i, j

(Tomographic image data B) i, j = (Tomographic image data) i, j

[0021]

Subsequently, the converted tomographic image data and the elastic image data are added with a setting ratio (α) for synthesis. Herein, the setting ratio (α) is arbitrarily set in advance in accordance with the characteristic of the tissue and a relationship of $1 < \alpha < 1$ is established. With the setting ratio (α), the synthesized image is generated as shown by the following Expression 2. The synthesized image is arbitrarily selected and is displayed on the image indicator 9.

(Expression 2)

(Synthesized data R) i, j =

$(1-\alpha) \times (\text{tomographic image data R}) i, j + \alpha \times (\text{elastic image data R}) i, j$

(Synthesized data G) i, j =

$(1-\alpha) \times (\text{tomographic image data G}) i, j + \alpha \times (\text{elastic image data G}) i, j$

$$(\text{Synthesized data B})_{i,j} = (1-\alpha) \times (\text{tomographic image data B})_{i,j} + \alpha \times (\text{elastic image data B})_{i,j}$$

[0022]

A description is given of the above-synthesized image with reference to Fig. 3. Fig. 3 is a diagram showing a display example of the tomographic image, the elastic image, and the synthesized image according to the embodiments. An image obtained by superimposing the color elastic image to the monochrome tomographic image is displayed, and an image obtained by synthesizing the monochrome tomographic image and the color elastic image by the switching adder 8 is displayed.

[0023]

Upon obtaining the elastic image, an ROI 50 for determining a range for obtaining the elastic image on the monochrome tomographic image is set, and the elastic image of the ROI 50 is obtained. The ROI 50 is set because a region for obtaining the elastic image is limited to the depth direction and even when a wide region is obtained, the possibility of a large part of regions having noise is high. The ROI 50 can be arbitrarily set mainly in the pressing direction of the probe to the object in accordance with an instruction from the operating unit 17.

[0024]

Herein, a detailed description is given of portions, serving as the feature according to the present invention with reference to Fig. 2. The color scan converter 16 outputs, to the switching adder 8, strain data output from the elastic image data processing unit or the data on the elastic modulus, as the elastic image data including the information on the converted three primary colors. The color scan converter 16 comprises, as the detailed structure: a 256-tone portion 20 that allocates the data to three primary colors on the basis of the strain data or the data on the elastic modulus; a boundary line control portion 22 that switches a color range and changes a boundary portion in accordance with an instruction from the operating unit 17; a color mapping portion 21 that creates a color map matching the image from the 256-tone portion 20 and the boundary line control portion 22; and an image data output portion 24 that outputs the image data from the color mapping portion 21 to the switching adder 8.

[0025]

According to the first embodiment, a case of displaying the strain with colors will be described. As shown in Fig. 4, first, strain data (S) is obtained every frame on the basis of $S = \Delta L / \Delta X$, and statistical processing of the strain in the ROI 50 is performed. On a graph with the abscissa, serving as frequency, and the ordinate, serving as strain

and, in the statistical processing, the strains corresponding to strains in the ROI 50 are distributed, the strains are added, and the total amount of strains is calculated. An average 30 of the strains is calculated by calculation of (the total amount of strain)/(the number of pixels). Colors are allocated in accordance with the fractions from a maximum strain value to a minimum strain value based on the average 30 of the strains. Specifically, the hue information comprising color codes of red (R), green (G), and blue (B) is allocated to table coordinates corresponding to strain values of the memory 31 of the hue information stored in the memory provided for the color scan converter 16.

[0026]

In the case of allocating the colors, upon displaying a soft region with a large strain with red, the red (R) is set to be large of the red (R), green (G), and blue (B) in the memory 31. The green (G) and blue (B) are set to be small. The resultant elastic image data is outputted to realize the allocation of colors. On the other hand, upon displaying a hard region with small strain with blue, the blue (B) color code is set to be large of the red (R), green (G), and blue (B) in the memory 31. The green (G) and red (R) are set to be small. The resultant elastic image data is outputted to realize the allocation of colors.

[0027]

When a hard region widely exists in an ROI 50 and the hard region is entirely to be grasped, the color codes are set for clear display operation by extending the range of blue (B) in the allocation of red (R), green (G), and blue (B) relative to the strain values in the memory 31 shown in Fig. 4(a). Further, in order to clearly display a boundary portion 32 between the hard region and the soft region, an instruction is input to the boundary line control portion 22 from the operating unit 17, thereby setting the boundary portion 32 between the red (R) and blue (B) to green (G). Furthermore, in order to display the hard region with blue (B) and the soft region with red (R) on the basis of the average 30 of the strain as center, the hue information in the memory 31 is allocated. The elastic image data is generated and is displayed on the basis of the allocation. Thus, referring to Fig. 6(a), it is possible to widely identify where the hard tissue exists.

[0028]

On the other hand, when the soft region exists in the ROI 50 and the soft region is entirely to be grasped, in order to clearly display the red (R), the red (R), green (G), and blue (B) are allocated to the coordinates corresponding to the region with small strain in the memory 31 shown in Fig. 4(b). In order to clearly display the boundary portion

32 between the hard region and the soft region, an instruction is input to the boundary line control portion 22 from the operating unit 17, and the boundary portion 32 between the red R and the blue (B) is set to the green (G). The memory 31 is set by narrowing a display range of red R so as to display the soft range with red (R) and widely display the blue (B). The elastic image data is generated and is displayed on the basis of the allocation, thereby widely displaying the blue (B) as shown in Fig. 6(b) and using the blue B, as the background of the red (R). Thus, the red (R) to be extracted can be obviously displayed and it is possible to easily identify where the soft tissue exists.

[0029]

Further, when the hard region exists in the ROI 50 and is to be grasped, referring to Fig. 4(c), the red (R), the green (G), and the blue (B) are variably allocated to the strain in the memory 31 so that blue (B) is obviously displayed. First, in order to clearly display the boundary portion 32 between the hard region and the soft region, an instruction is input to the boundary line control portion 22 from the operating unit 17, and the boundary portion 32 between the red (R) and the blue (B) is set. Further, the memory 31 is set by narrowing a display range of the blue (B) and widely display the red (R) so as to display the hard

region with the blue (B). The elastic image data is generated and is displayed on the basis of the allocation, thereby widely displaying the red (R) as shown in Fig. 6(c) and using the red R, as the background of the blue (B). The blue (B) to be extracted can be obviously displayed and it is possible to easily identify where the hard region exists.

As mentioned above, according to the first embodiment, the region with strain to be extracted can be obviously displayed by moving the boundary portion 32 between one soft region and the other hard region sandwiched by the boundary portion 32.

[0030]

According to the second embodiment, a description is given of the case of displaying the elastic modulus with colors. Unlike the first embodiment, the elastic modulus is allocated, in place of the strain. The elastic modulus (Young's modulus) Y_m is calculated by the expression of $Y_m = (\Delta P) / (\Delta L / L)$. As shown in Fig. 5, in the memory 31 provided for the color converter 16, the range of calculating values of the elastic modulus is divided into a plurality of sections, and the color codes of red R, green G, and blue B are set to the sections. The hue information corresponding to the calculating value of the elastic modulus to be input is read from the memory 31 and the elastic image data is generated.

[0031]

Herein, when the elastic modulus is widely identified in the ROI 50, referring to Fig. 5(a), an instruction is input to the boundary line control unit 22 from the operating unit 17, similarly to the first embodiment. Further, the boundary portion 32 between the red (R) and the blue (B) is set to green (G). Furthermore, the memory 31 is set so as to display the region with low elastic modulus with the blue (B) and the region with high elastic modulus with the red (R) on the basis of the average value of the elastic modulus as center. The elastic image data is generated and is displayed on the basis of the allocation. With the display operation, it is possible to widely identify where the region with high elastic modulus or low one exists.

[0032]

When the region with high elastic modulus is to be identified in the ROI 50, referring to Fig. 5(b), an instruction is input to the boundary line control portion 22 from the operating unit 17 similarly to the first embodiment, and the boundary portion 32 between the red (R) and the blue (B) is set to the green (G). Further, the memory 31 is set so that the region with low elastic modulus is displayed with the blue (B) and the region with high elastic modulus is displayed with the red (R) on the basis of the region

with high elastic modulus as center. The elastic image data is generated and is displayed on the basis of the allocation. With the display operation, it is possible to identify where the tissue with high elastic modulus exists.

[0033]

Further, when the region with low elastic modulus is to be identified in the ROI 50, referring to Fig. 5(c), an instruction is input to the boundary line control portion 22 from the operating unit 17 similarly to the first embodiment, and the boundary portion 32 between the red (R) and the blue (B) is set to the green (G). Further, the memory 31 is set so that the region with low elastic modulus is displayed with the blue B and the region with high elastic modulus is displayed with the red (R) on the basis of the region with low elastic modulus as center. The elastic image data is generated and is displayed on the basis of the allocation. With the display operation, it is possible to identify where the tissue with low elastic modulus exists.

As mentioned above, the region to be extracted with elastic modulus can be clearly displayed by moving the boundary portion 32 between one region with high elastic modulus and the other region with low elastic modulus sandwiched by the boundary portion 32.

[0034]

According to the third embodiment, a description is

given of the case of displaying only a desired region with strain or elastic modulus. Unlike the first and second embodiments, the allocation of the hue information in the memory 31 is changed so as to prevent the display operation of a neutral portion 33. An instruction is input to the boundary line control portion 22 from the operating unit 17 and the hue information in the memory 31 is changed, thereby extracting only a hard region and a soft region with desired strain and only a region with high elastic modulus and a region with low elastic modulus. As mentioned above, non-display operation of the neutral portion enables data without needing the elastic image to be removed and further enables the elastic image to be displayed with the removal of noise in the unnecessary data. Note that the boundary portion 32 may be arbitrarily moved in the vertical direction by operating the operating unit 17 or the display range may be widened. Further, in the case of strain, one of the hard region and the soft region may be displayed. In the case of the elastic modulus, one of the region with high elastic modulus and the region may be displayed.

[0035]

As mentioned above, the soft region is displayed with the red (R) and the hard region is displayed with the blue (B) on the basis of the amount of strain. However, it is obvious that the region may be displayed with any color,

irrespective of the above colors. This can be applied to the elastic modulus. Specifically, the 256-tone portion 20 may arbitrarily set the gray of color or may replace the gray of scale with a complex color obtained by combining red (R), green (G), and blue (B), e.g., black, yellow, or pink, thereby displaying a color for easily identifying the soft region or the hard region by an examiner.

Similarly, the boundary portion 32 may be displayed by replacing the above colors including the green (G) with a neutral color of the red (R) and the blue (B) or a complex color obtained by combining the red (R) and the green (G). Further, when the color of the hard region is different from that of the soft region, the boundary is clear. Therefore, an instruction may be inputted to the boundary line control portion 22 from the control unit 17 to control the switching operation of colors without displaying the boundary portion 32.

[0036]

The allocation of color codes of red (R), green (G), and blue (B) in the memory 31 is arbitrarily varied depending on the strain or the elastic modulus. Thus, a soft or hard region and the level of the elastic modulus can be clearly displayed.

[Brief Description of the Drawings]

[0037]

[Fig. 1] Fig. 1 is a block diagram showing the entire structure of an ultrasonic diagnostic apparatus according to embodiments of the present invention.

[Fig. 2] Fig. 2 is a diagram showing the details of the ultrasonic diagnostic apparatus according to the present invention.

[Fig. 3] Fig. 3 is a diagram example applied according to the present invention.

[Fig. 4] Fig. 4 is a diagram according to the first embodiment of the present invention.

[Fig. 5] Fig. 5 is a diagram according to the second embodiment of the present invention.

[Fig. 6] Fig. 6 is a display example according to the first and second embodiments of the present invention.

[Fig. 7] Fig. 7 is a diagram according to the third embodiment of the present invention.

[Reference Numerals]

[0038]

6: tomographic image structuring unit

7: elastic image structuring unit

30: average

31: memory

32: boundary portion

50: region of interest (ROI)

[Name of Document] ABSTRACT

[Abstract]

[Object] To provide an ultrasonic diagnostic apparatus that clearly displays a soft region/hard region and the level of the elastic modules in accordance with luminance or hue corresponding to strain or elastic modulus.

[Solving Means] An ultrasonic diagnostic apparatus includes a tomographic image structuring unit 6 that transmits ultrasonic waves to an object from a probe, receives reflected echo signal corresponding to transmission of the ultrasonic waves, and structures a tomographic image, an elastic image structuring unit 7 that measures a displacement of the tissue of the object on the basis of the reflected echo signal to obtain the amount of strain and structures a color elastic image, and a display unit 9 that the tomographic image and the color elastic image. The elastic image structuring unit 7 has a color setting portion 16 that arbitrarily sets a hue of the color elastic image.

[Selected Figure] Fig. 1

FIG. 1

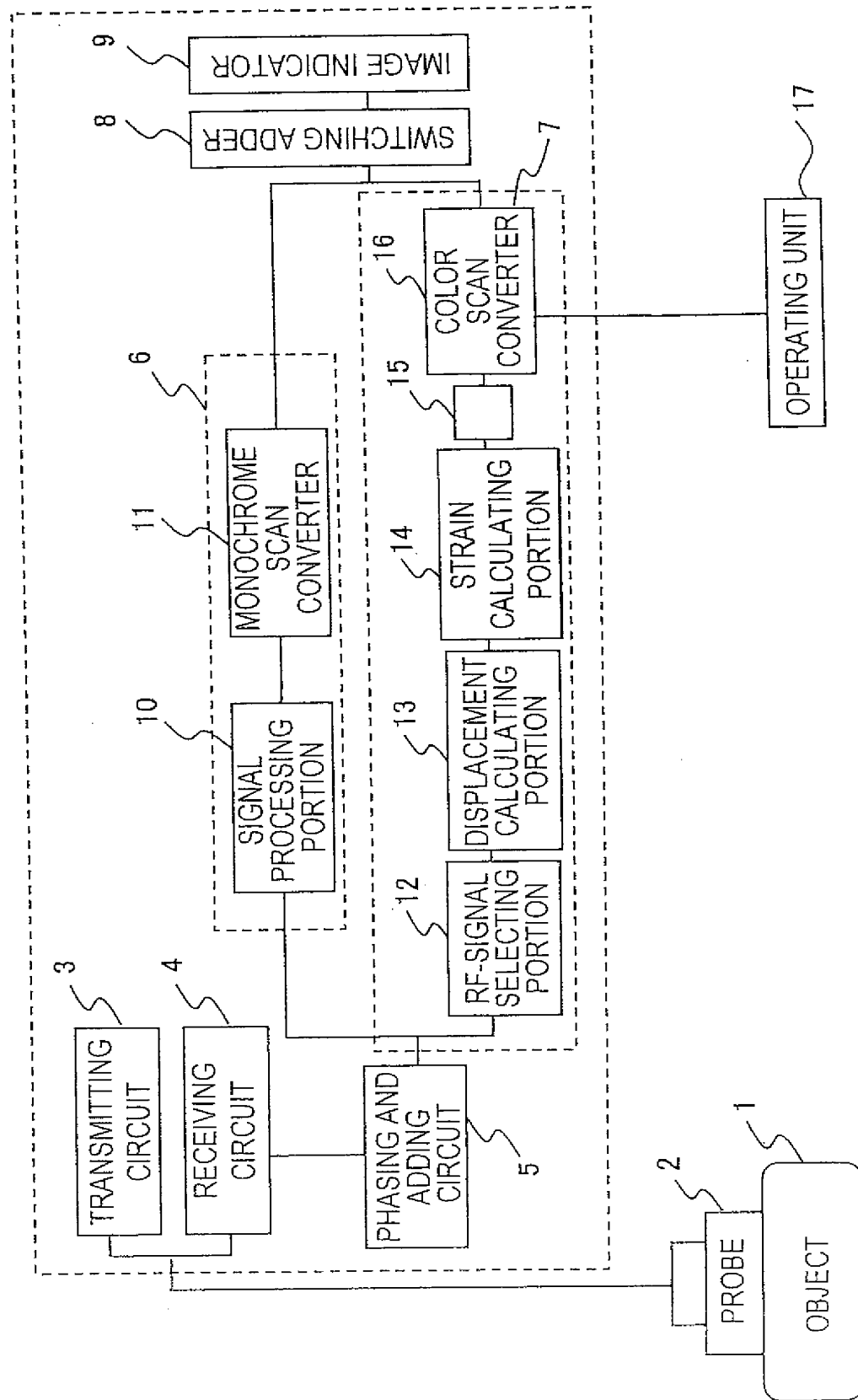


FIG. 2

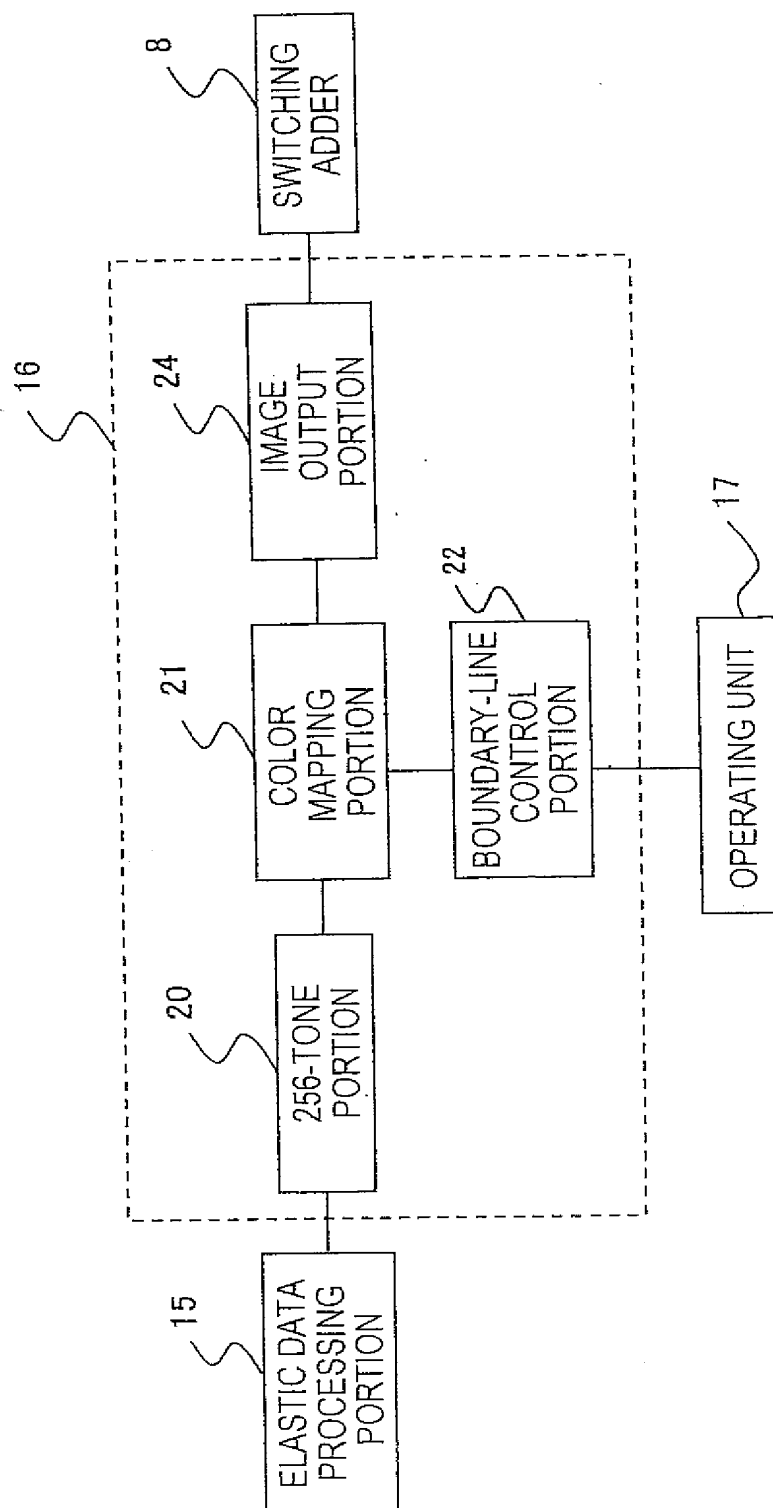
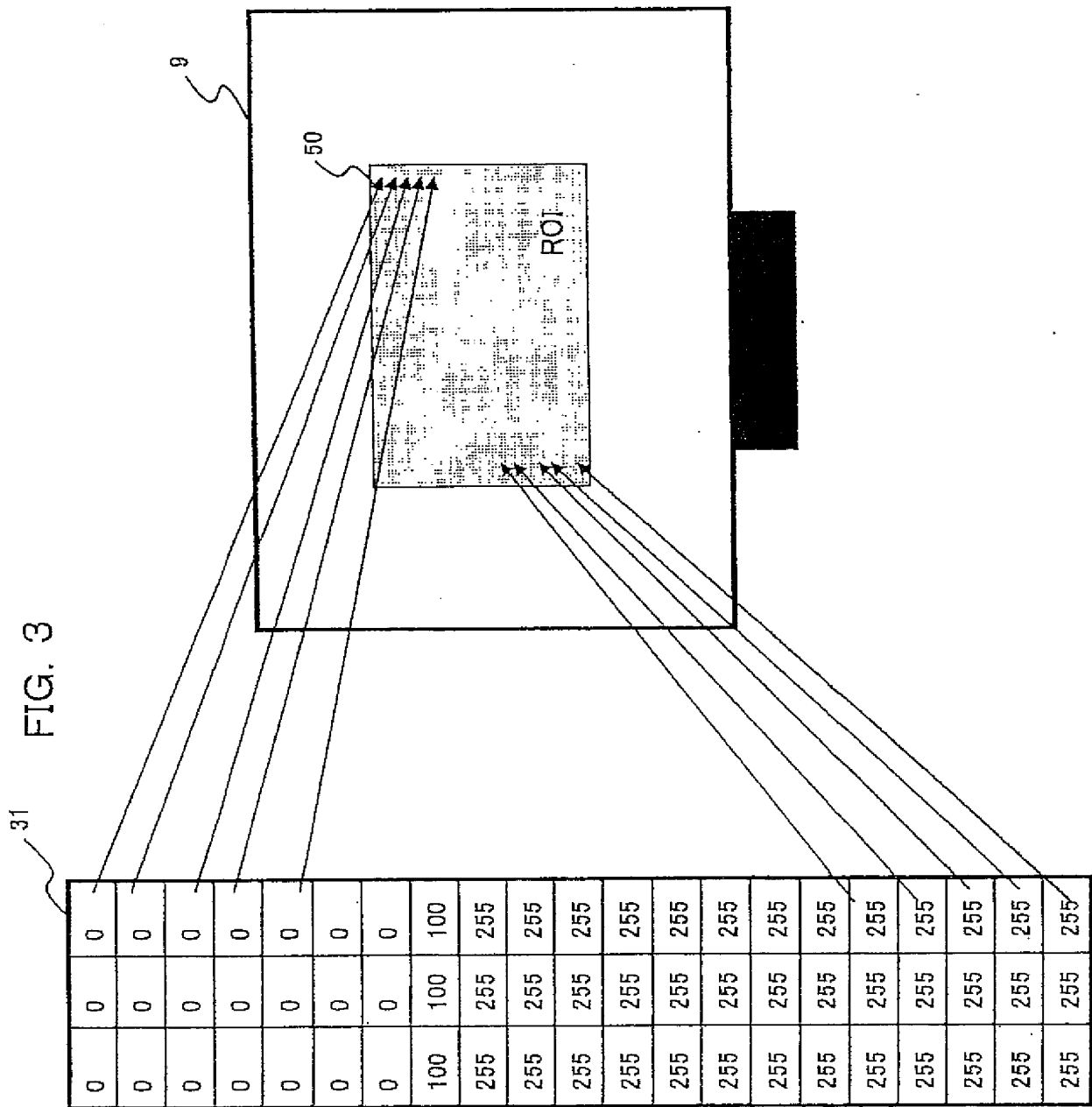


FIG. 3



[illegible]

5
G.
F

Figure 1 illustrates the calculation of the value of the elastic modulus. The process begins with a range of calculating values (16), which is divided into three main sections: (a), (b), and (c). Each section contains a table of values for R, G, and B.

Section (a): The table shows values for R, G, and B across 16 rows. The values for R are 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255. The values for G are 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0. The values for B are 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0.

Section (b): The table shows values for R, G, and B across 16 rows. The values for R are 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255. The values for G are 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0. The values for B are 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0.

Section (c): The table shows values for R, G, and B across 16 rows. The values for R are 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255, 255. The values for G are 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0. The values for B are 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0.

FIG. 6

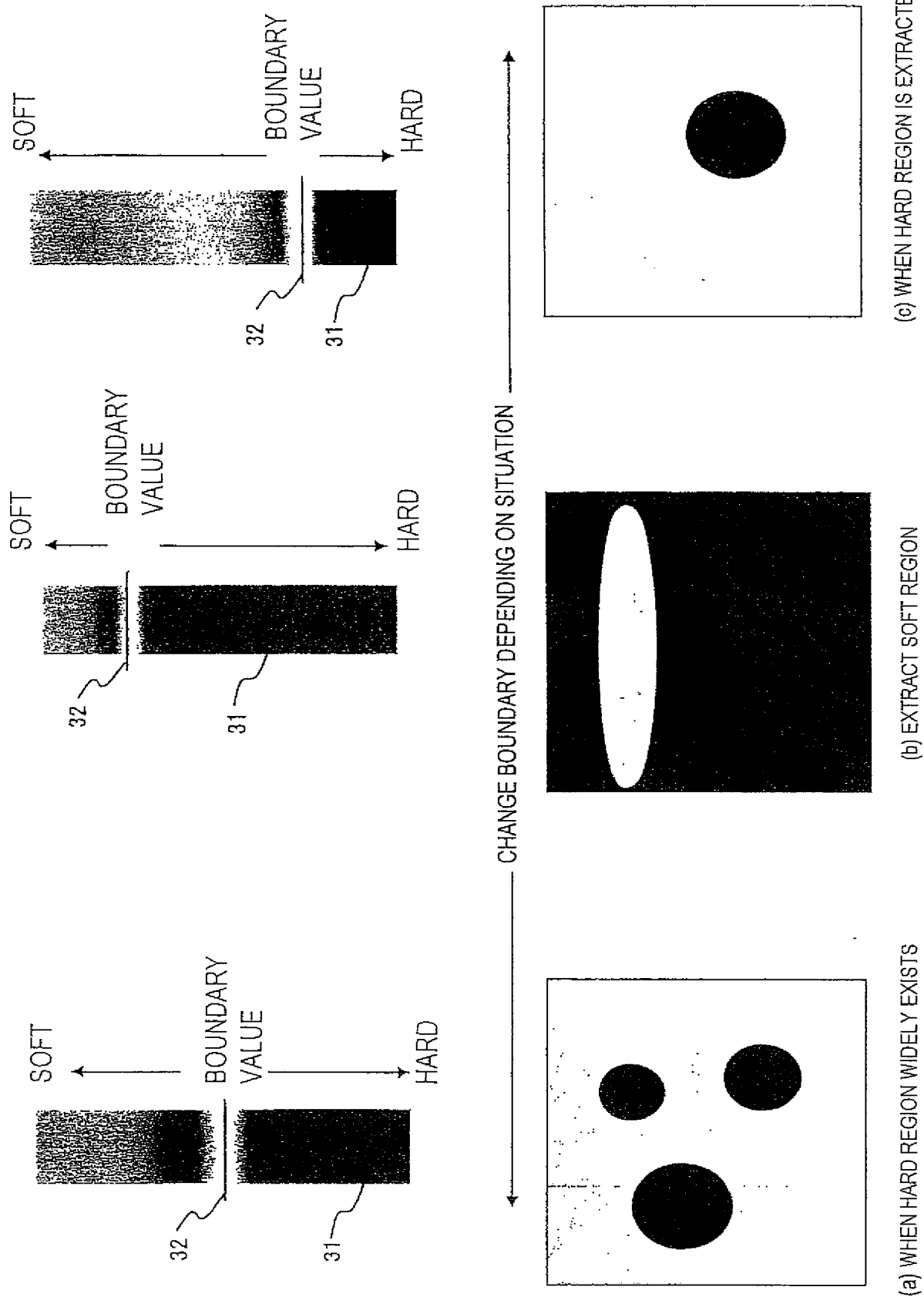
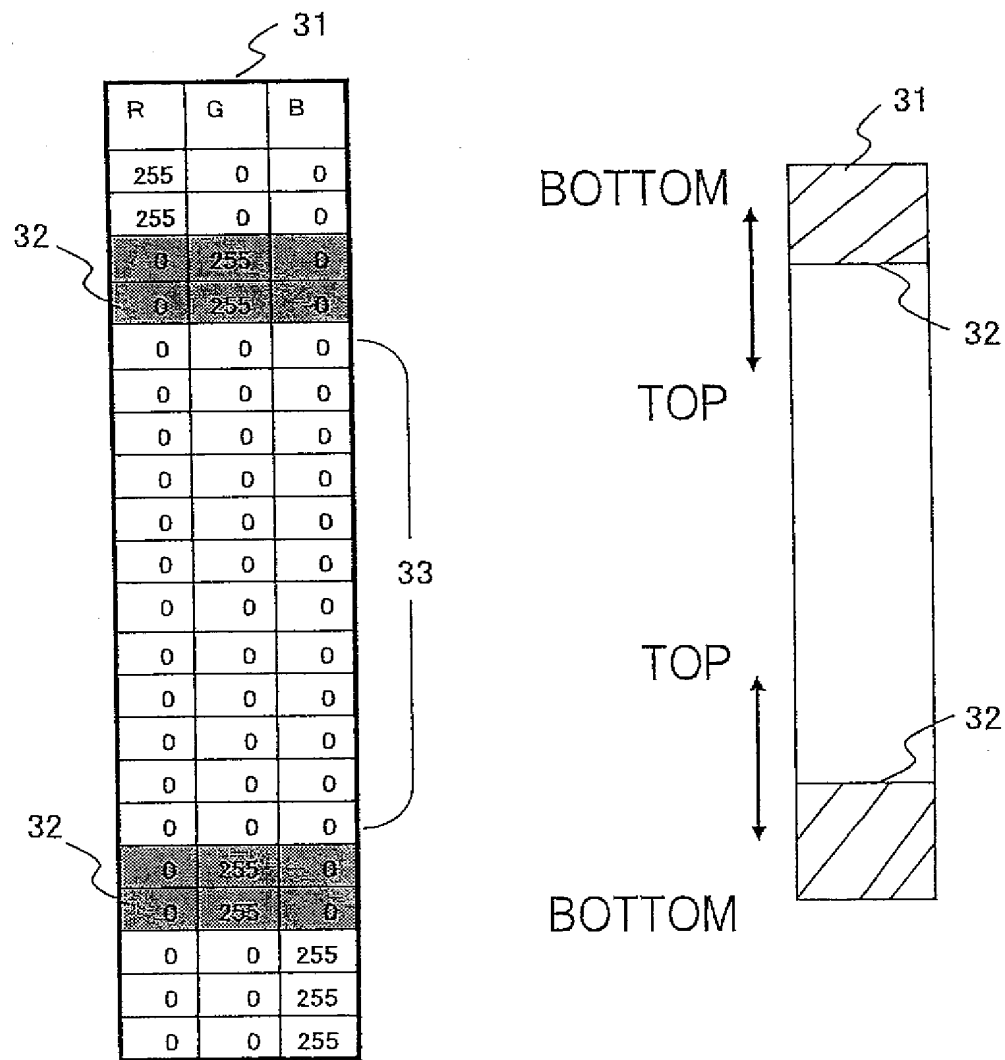


FIG. 7



【書類名】 特許願
【整理番号】 03088
【提出日】 平成15年11月25日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 A61B 8/00
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 【氏名】 脇 康治
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 【氏名】 大坂 卓司
【特許出願人】
 【識別番号】 000153498
 【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ
 【代表者】 猪俣 博
【手数料の表示】
 【予納台帳番号】 008383
 【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
 【物件名】 特許請求の範囲 1
 【物件名】 明細書 1
 【物件名】 図面 1
 【物件名】 要約書 1

【書類名】 特許請求の範囲

【請求項 1】

探触子から超音波を被検体に送信させ、該超音波の送信に対応する反射エコー信号を受信して断層像を構成する断層像構成部と、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の変位を計測して歪み量を求めカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部と、前記断層像と前記カラー弾性画像を表示させる表示部とを備えた超音波診断装置において、

前記弾性画像構成部は、前記カラー弾性画像の色合いを任意に設定するカラー設定部を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記被検体と前記探触子間の圧力を検出する圧力計を備え、前記弾性画像構成部は該圧力と前記歪み量から弾性率を演算し、前記カラー設定部は、前記弾性率に応じたカラー弾性画像の色合いを設定することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記弾性画像構成部は、前記カラー弾性画像上に前記歪み、或いは前記弾性率の境界部を任意に設定する境界部設定手段を有し、前記境界部を表示させることを特徴とする請求項 1 及び請求項 2 記載の超音波診断装置。

【書類名】明細書

【発明の名称】超音波診断装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用して被検体内の診断部位について超音波画像を表示する超音波診断装置に関し、特に歪み、弾性率画像を表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は超音波を利用して被検体内の生体組織の超音波反射率を計測し、それを輝度とし診断部位の反射率断層像として表示していた。近年、超音波診断装置において、画像相関を取り、生体組織の移動量例えば変位を空間微分し、歪みを計測したり、組織状診断として生体組織に対して圧力変化を与え、その弾性率を計測したりし、歪み、或いは弾性率を画像として表示することが行われるようになってきた。この画像は、生体組織の歪み量や弾性率に応じて赤や青その他の色相情報を付与して、表示するものであり、主に生体組織の硬い部位を表示させることにより、容易に腫瘍の広がりや大きさを診断することができる。(例えば、特許文献1)

【特許文献1】2000-60853号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかし、従来の超音波診断装置では、弾性率を画像化するとき、歪み、或いは弾性率の大きさに階調的に色を割り当てており、色の割り振りは、固定的に定めていた。したがって、生体内の組織の形状は個人・部位・病状によって様々であり、それぞれの被検査対象部位により、最適な色の境界が異なるため、境界部が表示されなかった。また、この超音波診断装置では、主に硬い部位を青等で強調して表示していたため、柔らかい部位は表示されなくなってしまう、硬い部位と柔らかい部位の双方を適切に観察することができなかった。そのため、癌の腫瘍の周囲に存在する硬化領域がその腫瘍の大きさに対してどのように広がっているかの識別が難しくなる。その結果、手術による摘出範囲を的確に決めることができないおそれがあった。

【0004】

そこで本発明は、歪み、或いは弾性率に応じた輝度や色合いで、柔らかい箇所、硬い箇所、弾性率の高低を明確に表示させることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0005】

前記課題を解決するために、本発明は以下の様に構成される。

【0006】

探触子から超音波を被検体に送信させ、該超音波の送信に対応する反射エコー信号を受信して断層像を構成する断層像構成部と、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の変位を計測して歪み量を求めカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部と、前記断層像と前記カラー弾性画像を表示させる表示部とを備えた超音波診断装置において、前記弾性画像構成部は、前記カラー弾性画像の色合いを任意に設定するカラー設定部を有する。また、前記被検体と前記探触子間の圧力を検出する圧力計を備え、前記弾性画像構成部は該圧力と前記歪み量から弾性率を演算し、前記カラー設定部は、前記弾性率に応じたカラー弾性画像の色合いを設定する。さらに、前記弾性画像構成部は、前記カラー弾性画像上に前記歪み、或いは前記弾性率の境界部を任意に設定する境界部設定手段を有し、前記境界部を表示させる。

【発明の効果】

【0007】

以上、本発明によれば、歪み、或いは弾性率に応じた輝度や色合いで診断画像を表示させることにより、検者に腫瘍等を容易に把握させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、本発明は実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

図1に示すように、超音波診断装置には、被検体1に当接させて用いる探触子2と、探触子2を介して被検体1に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する送信回路3と、被検体1から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信回路4と、受信された反射エコーを整相加算してRF信号データを時系列に生成する整相加算回路5とが設けられ、整相加算回路5からのRF信号データに基づいて被検体1の濃淡断層像例えば白黒断層像を構成する断層像構成部6と、整相加算回路5のRF信号データから被検体1の生体組織の変位を計測して弾性データを求めてカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部7とが備えられている。そして、白黒断層像とカラー弾性画像の割合を変え合成する切替加算器8と、合成された合成画像を表示する画像表示器9が設けられている。

【0009】

探触子2は、複数の振動子を配設して形成されており、電子的にビーム走査を行って被検体1に振動子を介して超音波を送受信する機能を有している。送信回路3は、探触子2を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成するとともに、送信される超音波の収束点のある深さに設定する機能を有している。また、受信回路4は、探触子2で受信した反射エコー信号について所定のゲインで増幅してRF信号すなわち受波信号を生成するものである。整相加算回路5は、受信回路4で増幅されたRF信号を入力して位相制御し、複数の収束点に対し収束した超音波ビームを形成してRF信号データを生成するものである。

【0010】

断層像構成部6は、信号処理部10白黒スキャンコンバータ11含んで構成されている。ここで、信号処理部10、整相加算回路5からのRF信号データを入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行い断層像データを得るものである。また、白黒スキャンコンバータ11、信号処理部10らの断層像データをデジタル信号に変換するA/D変換器と、変換された複数の断層像データを時系列に記憶するフレームメモリと、制御コントローラを含んで構成されている。その白黒スキャンコンバータ11、フレームメモリに格納された被検体1内の断層フレームデータを1画像として取得し、取得された断層フレームデータをテレビ同期で読み出すためのものである。

【0011】

また、弾性画像構成部7は、RF信号選択部12、変位演算部13、歪演算部14、弾性データ処理部15、カラースキャンコンバータ16を含んで構成されており、整相加算回路5の後段に分岐して設けられている。カラースキャンコンバータ16は、操作部17接続されており、操作部17弾性画像の色合いを制御している。また、探触子に圧力計(図示しない)を付け、探触子2を被検体1に押しつける圧力を計測する圧力計測部(図示しない)を設けられている。

【0012】

RF信号選択部12、フレームメモリと、選択部とを含んで構成されている。そのRF信号選択部12、整相加算回路5からの複数のRF信号データをフレームメモリに格納し、格納されたRF信号フレームデータ群から選択部により1組すなわち2つのRF信号フレームデータを選び出すものである。例えば、RF信号選択部12、整相加算回路5から時系列すなわち画像のフレームレートに基づいて生成されるRF信号データをフレームメモリ内に順次確保し、制御部(図示しない)からの指令に応じて現在確保されたRF信号フレームデータ(N)を第1のデータとして選択部で選択すると同時に、時間的に過去に確保されたRF信号フレームデータ群(N-1, N-2, N-3...N-M)の中から1つのRF信号フレームデータ(X)を選択するものである。なお、ここでN, M, XはRF信号フレームデータに付されたインデックス番号であり、自然数とする。

【0013】

変位演算部13は、1組のRF信号フレームデータから生体組織の変位などを求めるものである。例えば、変位演算部13は、RF信号選択部12により選択された1組のデータすなわちR

F信号フレームデータ(N)及びRF信号フレームデータ(X)から1次元或いは2次元相関処理を行って、断層像の各点に対応する生体組織における変位や移動ベクトルすなわち変位の方向と大きさに関する1次元又は2次元変位分布を求める。ここで、移動ベクトルの検出にはブロックマッチング法を用いる。ブロックマッチング法とは、画像を例えばN×N画素からなるブロックに分け、関心領域内のブロックに着目し、着目しているブロックに最も近似しているブロックを前のフレームから探し、これを参照して予測符号化すなわち差分により標本値を決定する処理を行う。

【0014】

このとき、歪みのデータは、生体組織の移動量例えば変位を空間微分することによって算出される。また、弾性率のデータは、圧力の変化を移動量の変化で除することによって計算される。例えば、変位演算部13より計測された変位を ΔL 、圧力計測部(図示しない)により計測された圧力を ΔP とすると、歪み(S)は、 ΔL を空間微分することによって算出することができるから、 $S = \Delta L / \Delta X$ という式を用いて求められる。また、弾性率データのヤング率 Y_m は、 $Y_m = (\Delta P) / (\Delta L / L)$ という式によって算出される。このヤング率 Y_m から断層像の各点に相当する生体組織の弾性率が求められるので、2次元の弾性画像データを連続的に得ることができる。なお、ヤング率とは、物体に加えられた単純引張り応力と、引張りに平行に生じるひずみに対する比である。

【0015】

弾性データ処理部15、フレームメモリと画像処理部とを含んで構成されており、歪演算部14ら時系列に出力される弾性フレームデータをフレームメモリに確保し、確保されたフレームデータを制御部(図示しない)の指令に応じて画像処理部により画像処理を行うものである。

【0016】

カラースキャンコンバータ16、弾性データ処理部15からの弾性フレームデータに基づいて色相情報に変換するものである。つまり、弾性フレームデータに基づいて光の3原色すなわち赤(R)、緑(G)、青(B)に変換するものである。例えば、歪みが大きい弾性データを赤色コードに変換すると同時に、歪みが小さい弾性データを青色コードに変換する。なお、赤(R)緑(G)青(B)の階調は256有し、255大輝度で表示すること、逆に0は全く表示されないことを意味する。

【0017】

切替加算器8は、フレームメモリと、画像処理部と、画像選択部とを備えて構成されている。ここで、フレームメモリは、白黒スキャンコンバータ11らの断層像データとカラースキャンコンバータ16らの弾性画像データとを格納するものである。また、画像処理部は、フレームメモリに確保された断層像データと弾性画像データを制御部(図示しない)の指令に応じて設定割合で加算して合成するものである。合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、白黒断層像とカラー弾性像の各情報を設定割合で加算したものとなる。さらに、画像選択部は、フレームメモリ内の断層像データと弾性画像データ及び画像処理部の合成画像データのうちから画像表示器9に表示する画像を制御部(図示しない)の指令に応じて選択するものである。なお、断層像と弾性画像とを合成せずに別々に表示させてもよい。

【0018】

このように構成される超音波診断装置の動作について説明する。超音波診断装置1は、被検体1に当接させた探触子2を介して被検体1に時間間隔をおいて送信回路3により超音波を繰り返し送信し、被検体1から発生する時系列の反射エコー信号が受信回路4により受信されて整相加算されてRF信号データが生成される。そのRF信号データに基づいて断層像構成部6により濃淡断層像例えば白黒Bモード像が得られる。このとき、探触子2を一定方向走査すると、一枚の断層像が得られる。一方、整相加算回路5により整相加算されたRF信号データに基づいて弾性画像構成部7によりカラー弾性画像が得られる。そして、得られた白黒断層像とカラー弾性画像を切替加算器8により加算して合成画像を作成する。ここで、本発明に係る切替加算器8の処理の一例を説明する。

【0019】

以下の説明では、断層像構成部6及び弾性画像構成部に入力される断層像データを(層像データ) i, j 、弾性画像データを(弾性画像データ) i, j としている。ここで、 (i, j) データ要素の各座標を示している。このように断層像データ及び弾性画像データに輝度情報と各座標情報とを含むことにより、それぞれの画像表示に適応させている。

【0020】

まず、白黒の輝度情報を有する断層像データを色相情報に変換する。変換後の断層像データが白黒輝度情報と同じビット長であるとする、変換された断層像データに関する色相データ、すなわち光の3原色(RGB)データは次の数式1のように表される。

(数式1)

(断層像データR) i, j =(断層像データ) i, j

(断層像データG) i, j =(断層像データ) i, j

(断層像データB) i, j =(断層像データ) i, j

【0021】

次に、変換された断層像データと弾性画像データを設定割合(α)で加算して合成する。ここで、設定割合(α)は、生体組織の性質などに応じて予め任意に設定されており、ゼロより大きく1より小さい値である。この設定割合(α)を用いると、生成される合成画像は、数式2に示すように合成される。そして、合成された合成画像は任意に選択されて画像表示器9に表示される。

(数式2)

(合成画像データR) i, j =(1- α)×(断層像データR) i, j + α ×(弾性画像データR) i, j

(合成画像データG) i, j =(1- α)×(断層像データG) i, j + α ×(弾性画像データG) i, j

(合成画像データB) i, j =(1- α)×(断層像データB) i, j + α ×(弾性画像データB) i, j

【0022】

このように合成される画像について図3を用いて説明する。図3は、本実施形態による断層像と弾性画像との合成画像の表示例である。白黒断層像にカラー弾性画像が重畳された画像が表示されており、切替加算器8により白黒断層像とカラー弾性画像が合成された画像が表示されている。

【0023】

弾性画像取得する際には、予め白黒断層像上に弾性画像を取得する範囲を定めるROI50を設定し、弾性画像を得ている。なぜならば、弾性画像取得できる部分が深度方向に限定されており、たとえば広域な部分を取得しても、その大部分がノイズになってしまう可能性が高いからである。このROI50は操作部17等からの指令により主に探触子の被検体に押す方向を中心に任意に設定される。

【0024】

ここで、本発明に係る部分について図2を用いて詳細に説明する。カラスキャンコンバータ16は、弾性データ処理部から出力される歪みのデータ、或いは弾性率のデータに基づいて、3原色に変換した情報を含む弾性画像データとして切替加算器8へ出力させるのであるが、その構成は、歪みのデータ、或いは弾性率のデータに基づいて3原色を割り当てる256階調部20と、操作部17の指令によりカラーレンジを切替えて境界値が推移するよう境界ライン制御部22と、256階調部20と境界ライン制御部22から画像に適応したカラーマップを作成するカラーマッピング部21と、カラーマッピング部21からの画像データを切替加算器へ出力させる画像データ出力部24から成る。

【0025】

第一の実施形態として、歪みをカラー表示させる場合を説明する。図4に示されるように、まずフレーム毎に歪みデータ(S)を $S = \Delta L / \Delta X$ から求め、ROI50内の歪みの統計処理を行う。この統計処理では、縦軸は歪み、横軸は頻度で表わされたグラフ上にROI50内の各座標分の歪みを分布させ、各歪みを加算し、歪みの総量を算出する。そして、歪みの総量/画素数の演算で歪みの平均値30を算出する。この歪みの平均値30を軸にして歪み最大値から歪み最小値までの各分散値に応じて色をそれぞれ割り当てるのであるが、具体的に

はカラスキャンコンバータ16に備えられたメモリ31に予め色合い赤(R)緑(G)青(B)を保存しておき、歪みの値により各座標毎に色を割り当てている。

【0026】

色の割り当て方は、例えば、歪みが大きい柔らかい箇所を赤く表示させる時、メモリ31の赤(R)緑(G)青(B)の内(R)を大きくし、(G)と(B)を小さくした弾性画像データを出力することにより実現することができる。逆に歪みの小さい硬い箇所を青く表示させる時、メモリ31の赤(R)緑(G)青(B)の内(B)を大きくし、(G)と(R)を小さくした弾性画像データを出力することにより実現することができる。

【0027】

ROI50内で広域に硬い部分が存在し、その領域を把握したい場合、図4(a)に示されるように、メモリ31の歪みに対する赤(R)緑(G)青(B)の割り当てを青(B)の範囲が拡張し、明確に表示されるように可変する。硬い箇所と柔らかい箇所の境界部32を明確にさせるため、操作部17の操作による境界ライン制御部22に基づいて、赤(R)青(B)の境界部32を緑(G)に、また歪みの平均値30を中心にして硬い箇所を青(B)、柔らかい部分を赤(R)に表示させるようにメモリ31を設定する。この割り当てに基づいて弾性画像データを出力し表示させることにより、図6(a)に示されるように、どの領域に硬い組織があるのかを広域で認識することができる。

【0028】

ROI50内で柔らかい部分が存在し、その領域を把握したい場合、図4(b)に示されるように、メモリ31の歪みに対する赤(R)緑(G)青(B)の割り当てを赤(R)が明確に表示されるように可変する。硬い箇所と柔らかい箇所の境界部32を明確にさせるため、操作部17の操作による境界ライン制御部22に基づいて、赤(R)青(B)の境界部32を緑(G)に、歪みの平均値30を基準にして柔らかい箇所を赤(R)に表示させるように赤(R)の表示範囲を狭め、青(B)を広い範囲で表示させるようメモリ31を設定する。この割り当てに基づいて弾性画像データを出力し表示させることにより、図6(b)に示されるように、青(B)を広い範囲で表示させることにより、赤(R)の背景として利用し、抽出すべき赤(R)を明確に表示させ、どこに柔らかい組織があるのかを認識することができる。

【0029】

ROI50内で硬い部分が存在し、その領域を把握したい場合、図4(c)に示されるように、メモリ31の歪みに対する赤(R)緑(G)青(B)の割り当てを青(B)が明確に表示されるように可変する。硬い箇所と柔らかい箇所の境界部32を明確にさせるため、操作部17の操作による境界ライン制御部22に基づいて、赤(R)青(B)の境界部32を緑(G)に、歪みの平均値30を基準にして柔らかい箇所を赤(R)に表示させるよう赤(R)の表示範囲を狭め、青(B)を広い範囲で表示させるようメモリ31を設定する。この割り当てに基づいて弾性画像データを出力し表示させることにより、図6(c)に示されるように、赤(R)を広い範囲で表示させることにより、青(B)の背景として利用し、抽出すべき青(B)を明確に表示させ、どこに硬い組織があるのかを認識することができる。

上述の通り、境界部32に挟まれた一方を柔らかい箇所、他方を硬い箇所とした境界部32を動かすことにより、抽出したい歪みを明確に表示することができる。

【0030】

第二の実施形態として、弾性率をカラー表示させる場合を説明する。第一の実施形態と異なる点は、弾性率を割り当てている点である。弾性率(ヤング率) Y_m は、 $Y_m = (\Delta P) / (\Delta L / L)$ という式によって算出されるが、図5に示されるように、カラスキャンコンバータ16に備えられたメモリ31に予め色合い赤(R)緑(G)青(B)を保存しておき、弾性率の演算値により座標毎にメモリ31から色を割り当てる。

【0031】

ROI50内で弾性率を広域に把握したい場合、図5(a)に示されるように、第一の実施形態と同様に、操作部17の操作による境界ライン制御部22に基づいて、赤(R)青(B)の境界部32を緑(G)に、また弾性率の平均値付近を中心にして弾性率の低い箇所を青(B)、弾性率の高い箇所を赤(R)に表示させるようにメモリ31を設定し、この割り当てに基づいて弾性画像

データを出力し表示させる。この表示により、どの領域に弾性率が高い、或いは低い組織があるのかを広域で認識することができる。

【0032】

ROI50内で弾性率が高い領域を把握したい場合、図5(b)に示されるように、第一の実施形態と同様に、操作部17の操作による境界ライン制御部22に基づいて、赤(R)青(B)の境界部32を緑(G)に、また弾性率の高い付近を中心にして弾性率の低い箇所を青(B)、弾性率の高い箇所を赤(R)に表示させるようにメモリ31を設定し、この割り当てに基づいて弾性画像データを出力し表示させる。この表示により、どの領域に弾性率が高い組織があるのかを認識することができる。

【0033】

またROI50内で弾性率が低い領域を把握したい場合、図5(c)に示されるように、第一の実施形態と同様に、操作部17の操作による境界ライン制御部22に基づいて、赤(R)青(B)の境界部32を緑(G)に、また弾性率の低い付近を中心にして弾性率の低い箇所を青(B)、弾性率の高い箇所を赤(R)に表示させるようにメモリ31を設定し、この割り当てに基づいて弾性画像データを出力し表示させる。この表示により、どの領域に弾性率が低い組織があるのかを認識することができる。

上述の通り、境界部32に挟まれた一方を弾性率が高い箇所、弾性率が低い箇所とし、その境界部32を動かすことにより、抽出したい弾性率画像を明確に表示することができる。

【0034】

第三の実施形態として、歪み、或いは弾性率の所望の箇所のみを表示させたい場合を図7を用いて説明する。第一の実施形態、第二の実施形態と異なる点は、中間領域部分33を表示しないようにメモリ31の割り当てを変えたところにある。操作部17の操作による境界ライン制御部22に基づいてメモリ31を制御することにより、歪みの場合、硬い箇所、柔らかい箇所のみを抽出し、弾性率の場合、弾性率の高い値、低い値のみを抽出して表示させることができる。このように、中間領域部分を表示しないことにより、弾性画像の不要なデータを取り除くことができ、結果的に不要なデータ中のノイズを除去して弾性画像を表示することができる。なお、操作部17で境界部32を任意に上下させ、また表示範囲を広げてもよい。また、歪みの場合、硬い箇所と柔らかい箇所のどちらか一方、弾性率の場合、弾性率の高い値と低い値のどちらか一方のみを表示させるようにしてもよい。

【0035】

以上、歪み量に基づき、赤(R)を柔らかい箇所、青(B)を硬い箇所と表示させたが、その色にとらわれず、何色で表示してもよいことは言うまでもない。これは弾性率に関しても同様である。具体的に、256階調部20により色の濃度を任意に設定したり、赤(R)緑(G)青(B)の組み合わせた複合色、例えば黒や黄色やピンク等に置き換え、検者が容易に柔らかい箇所或いは硬い箇所に認識できるように、認識しやすいような色を表示させたりしてもよい。

また、境界部32も同様に緑(G)のみでなく、赤(R)と青(B)の中間色や、赤(R)緑(G)青(B)の組み合わせた複合色に置き換え表示させたりしてもよい。さらに、例えば硬い箇所と柔らかい箇所の色がそれぞれ互いに異なる色である場合、境界が明確であるため、境界部32を特に表示させず、操作部17で色の切り替わりを制御させてもよい。

【0036】

本発明では、歪み、或いは弾性率に応じてメモリ31の赤(R)緑(G)青(B)の割り当てを任意に可変することにより、柔らかい箇所、硬い箇所、弾性率の高低をより明確に表示させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】本発明で適用する超音波診断装置の全体図を示す図。

【図2】本発明の超音波装置内の詳細部を示す図。

【図3】本発明で適用する表示例を示す図。

【図4】本発明の第一の実施形態を示す図。

【図5】本発明の第二の実施形態を示す図。

【図6】本発明の第一の実施形態と第二の実施形態の表示例を示す図。

【図7】本発明の第三の実施形態を示す図。

【符号の説明】

【0038】

6 断層像構成部、7 弾性画像構成部、30 歪み平均値、31 メモリ、32 境界部、50 ROI(関心領域)

【書類名】 要約書

【要約】

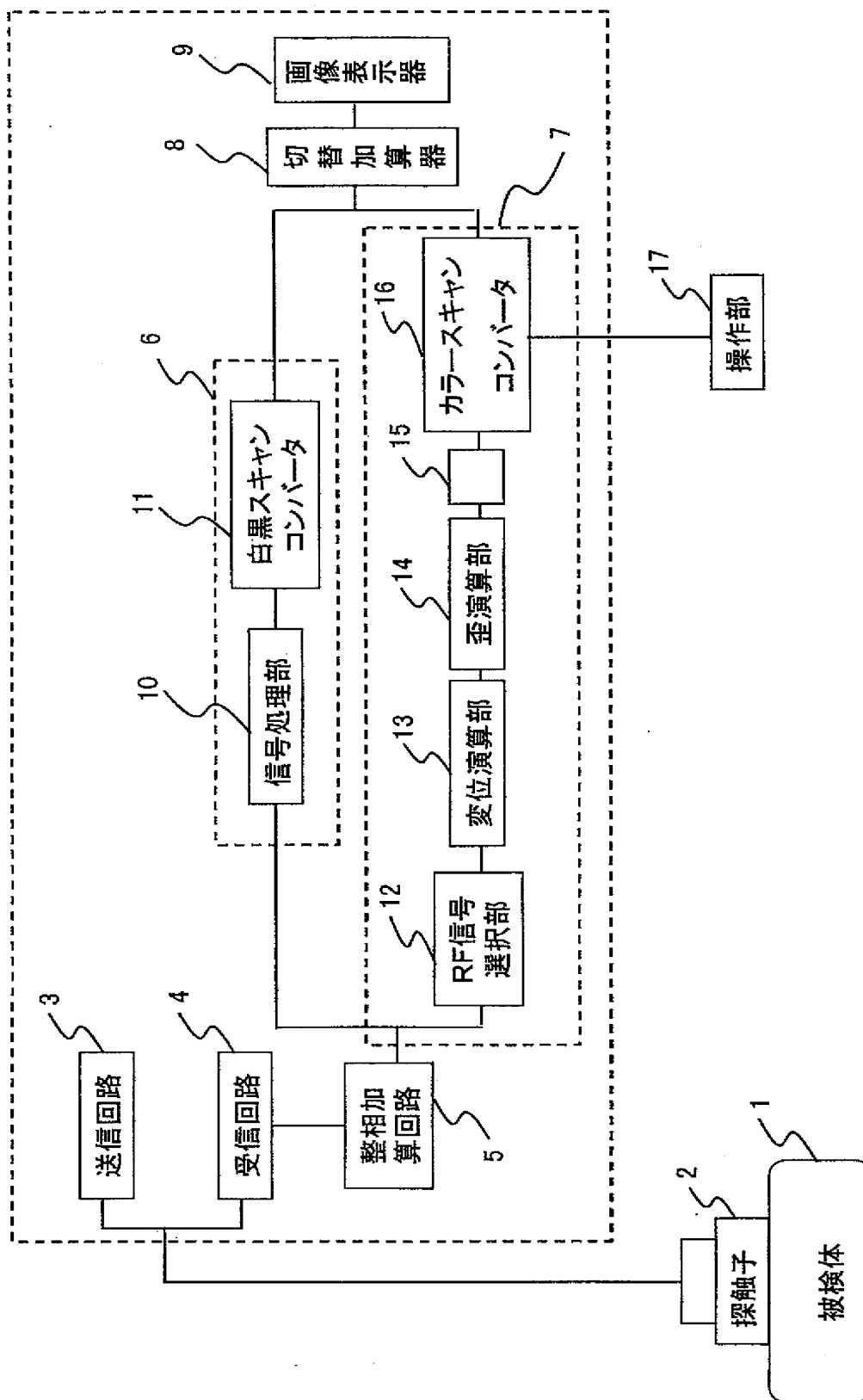
【課題】 歪み、或いは弾性率に応じた輝度や色合いで、柔らかい箇所、硬い箇所、弾性率の高低を明確に表示させる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 探触子 2 から超音波を被検体 1 に送信させ、該超音波の送信に対応する反射エコー信号を受信して断層像を構成する断層像構成部 6 と、反射エコー信号に基づいて被検体の生体組織の変位を計測して歪み量を求めカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部 7 と、断層像とカラー弾性画像を表示させる表示部 9 とを備えた超音波診断装置において、弾性画像構成部 7 は、カラー弾性画像の色合いを任意に設定するカラー設定部 16 を有した。

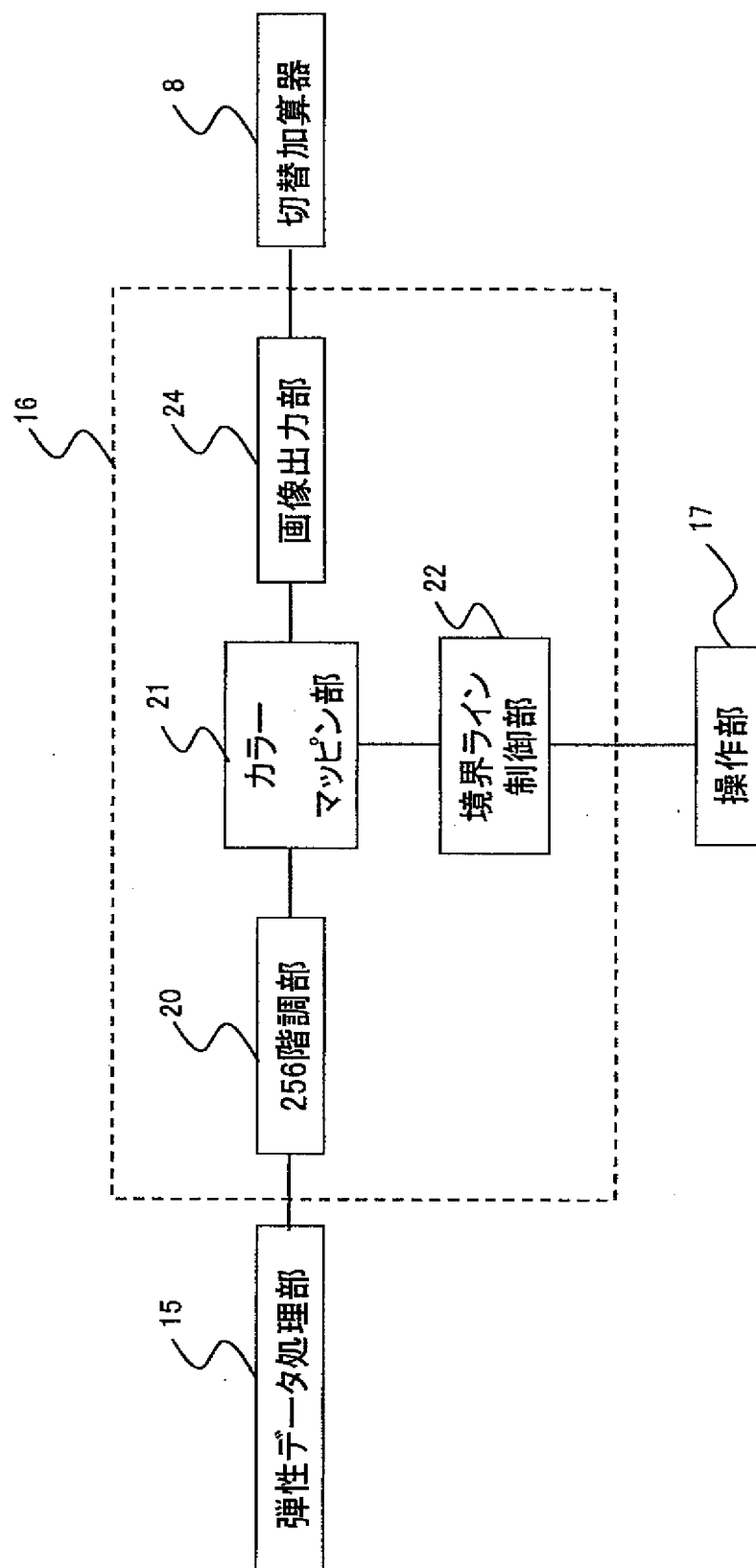
【選択図】 図 1

【書類名】図面

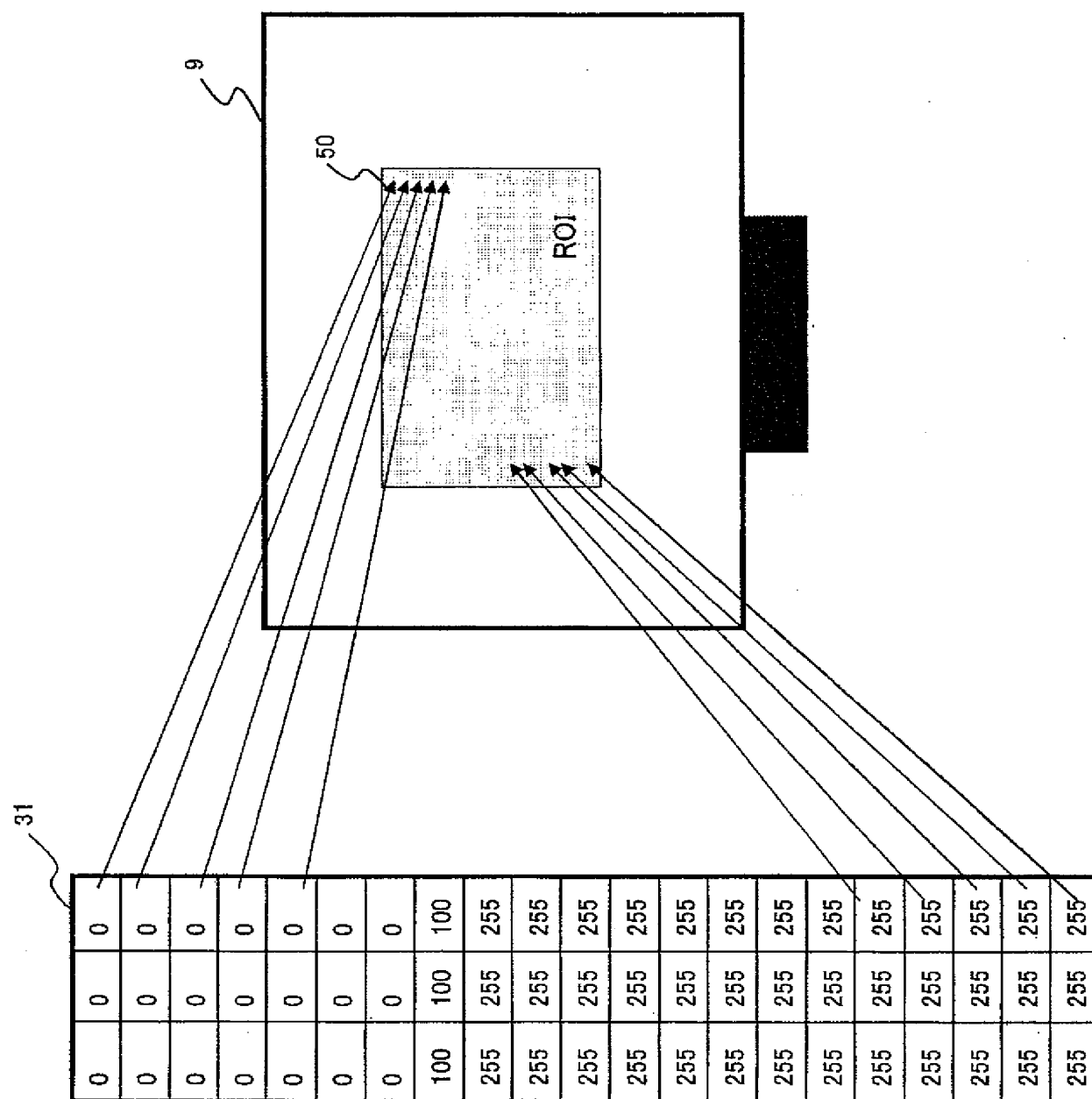
【図1】



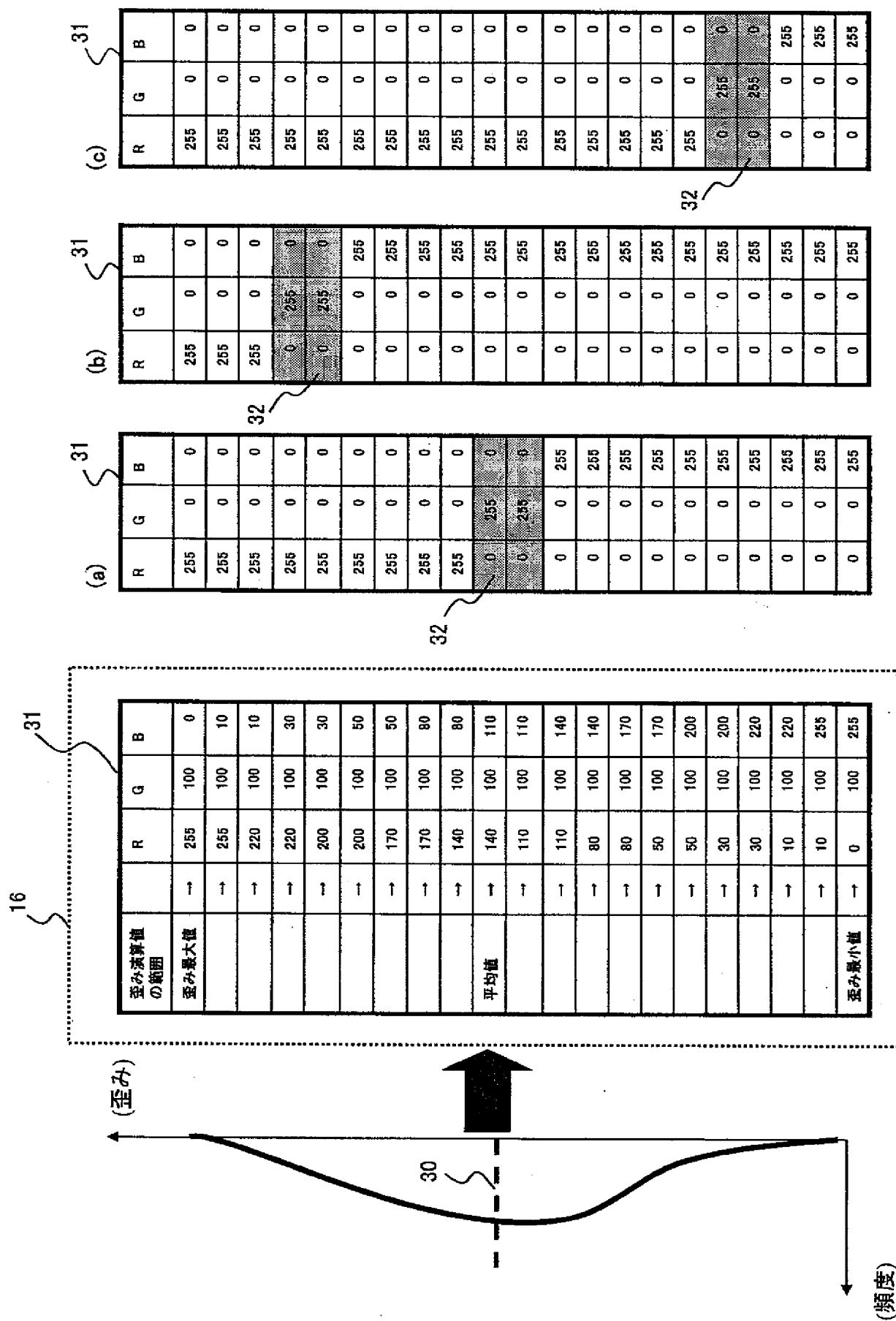
【図2】



【図 3】



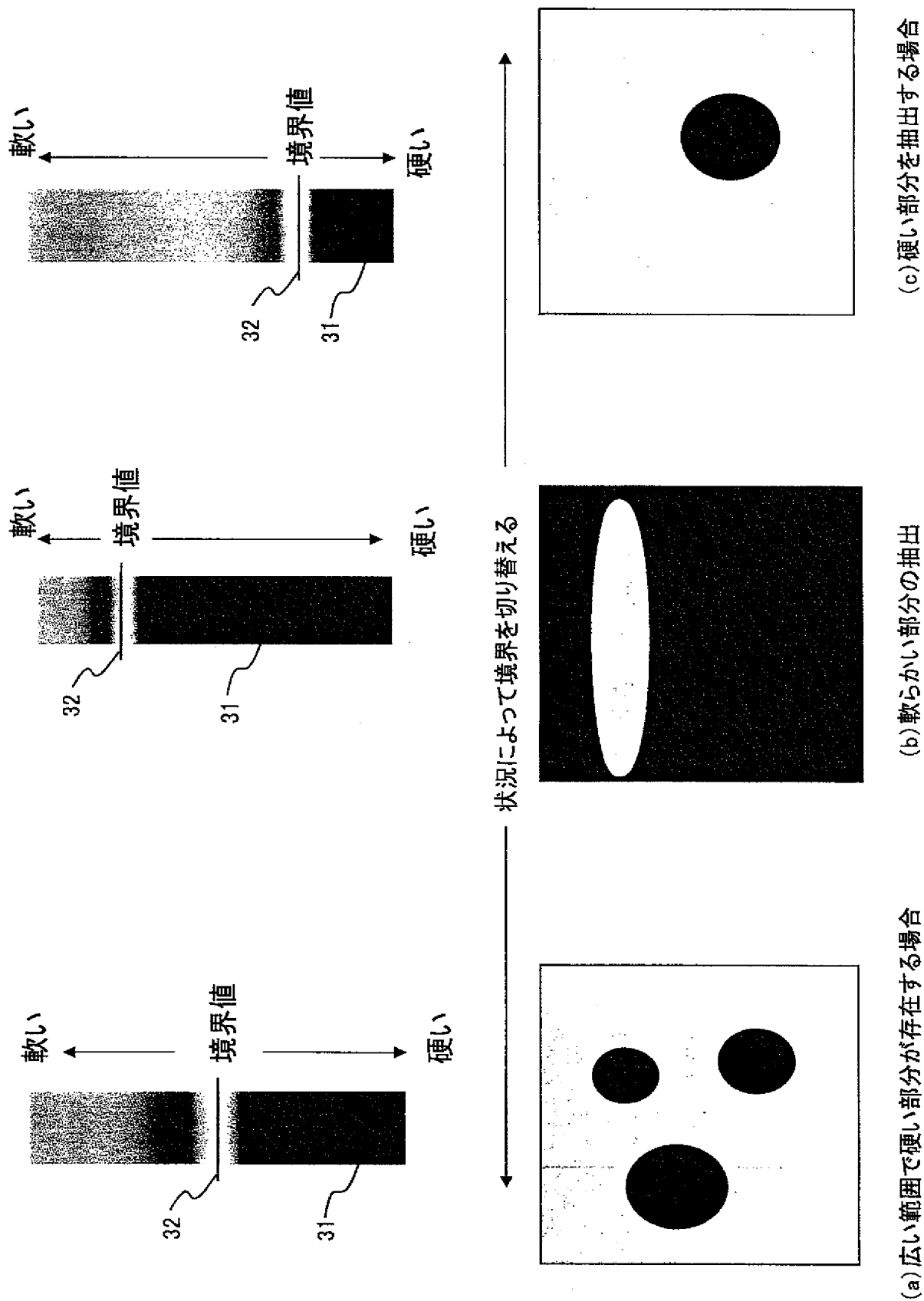
【図 4】



【图 5】

[illegible]

【図6】



【図 7】

